

PAT-NO: JP411009604A

DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 11009604 A

TITLE: METHOD FOR FORMING PROJECTING
IMAGE AND ULTRASONIC IMAGE
PICKUP UNIT

PUBN-DATE: January 19, 1999

INVENTOR-INFORMATION:

NAME

HASHIMOTO, HIROSHI

ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME

COUNTRY

GE YOKOGAWA MEDICAL SYST LTD

N/A

APPL-NO: JP09163990

APPL-DATE: June 20, 1997

INT-CL (IPC): A61B008/14, G01S015/89

ABSTRACT:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve the orientation feeling of a three-dimensional display image by forming an image by means of image data consisting of three primary color signals after a projecting processing.

SOLUTION: B-mode image data and a Doppler image data which are inputted from a B-mode processing part and a Doppler processing part at every sound ray are stored in the sound ray data memory 142 of an image processing part as three-dimensional sound ray data. A digital scan converter 144 converts data of sound ray data space into physical space data by scanning conversion and stores it in a image memory 146 so that three-dimensional coordinate space is formed in the image memory 146. An image processor 148 processes data of the sound ray data memory 142 and the image memory 146, converts it into a color displaying RGB signal and stores the signal. The storage signal is read by the designation of an operator so as to be displayed in a display part. Thus, a blood image is prevented from being formed in front of a tumor image so that

the orientation feeling is improved.

COPYRIGHT: (C)1999,JPO

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-9604

(43)公開日 平成11年(1999)1月19日

(51)IntCl.⁹

識別記号

F I

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 8/14

G 0 1 S 15/89

G 0 1 S 15/89

B

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21)出願番号 特願平9-163990

(22)出願日 平成9年(1997)6月20日

(71)出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72)発明者 橋本 浩

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

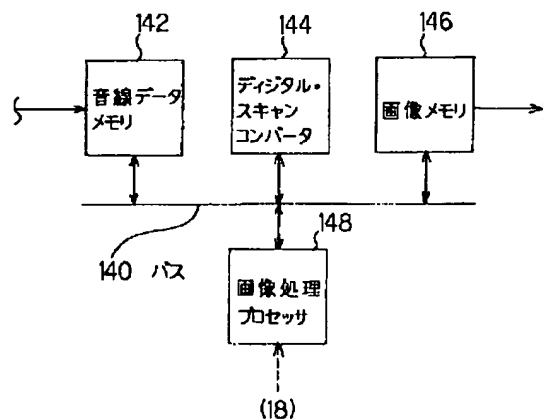
(74)代理人 弁理士 井島 藤治 (外1名)

(54)【発明の名称】 投影像形成方法および超音波撮像装置

(57)【要約】

【課題】 Bモード像とドップラ像との混合像について
定位感のある3次元表示像を得る投影像形成方法および
超音波撮像装置を実現する。

【解決手段】 カラー表示用の三原色信号からなるBモ
ード像とドップラ像が存在する3次元座標空間146の
画像データについて、画像処理プロセッサ148によっ
て各原色信号ごとにそれぞれ最大値投影を行い、最大値
投影された三原色信号からなる画像データによって表示
画像を形成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 カラー表示用の三原色信号からなるBモード像およびドップラ像が存在する3次元座標空間の画像データについて各原色信号ごとにそれぞれ最大値を投影する投影処理を行い、

前記投影処理後の前記三原色信号からなる画像データによって画像を形成する、

ことを特徴とする投影像形成方法。

【請求項2】 3次元座標空間に存在するBモード像の画像データおよびドップラ像の画像データについてそれぞれ予め指定された値に基づいて投影処理を行い、

前記投影処理後のBモード像の画像データおよびドップラ像の画像データをカラー表示用の三原色信号からなる画像データに変換し、

カラー表示用の三原色信号からなる画像データに変換されたBモード像の画像データとドップラ像の画像データとの間で前記三原色信号のおおのについて値の大きい方を選択し、

選択された三原色信号からなる画像データによって画像を形成する、ことを特徴とする投影像形成方法。

【請求項3】 被検体内の3次元領域を超音波で走査してそのエコーを受信する超音波送受信手段と、

前記エコーの強度信号に基づき、被検体内のBモード像を表すBモード画像データをカラー表示用の三原色信号によって生成するBモード画像データ生成手段と、

前記エコーのドップラ信号に基づき、被検体内のドップラ像を表すドップラ画像データをカラー表示用の三原色信号によって生成するドップラ画像データ生成手段と、

前記Bモード画像データと前記ドップラ画像データとを合成して合成画像データを得る合成手段と、

前記合成画像データについて各原色信号ごとにそれぞれ最大値を投影する投影手段と、

前記投影手段によって投影された三原色信号からなる画像データに基づいて画像を形成する画像形成手段と、を具備することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項4】 被検体内の3次元領域を超音波で走査してそのエコーを受信する超音波送受信手段と、

前記エコーの強度信号に基づいて被検体内のBモード像を表すBモード画像データを生成するBモード画像データ生成手段と、

前記エコーのドップラ信号に基づいて被検体内のドップラ像を表すドップラ画像データを生成するドップラ画像データ生成手段と、

前記Bモード画像データおよび前記ドップラ画像データについてそれぞれ予め指定された値に基づいて投影処理を行う投影手段と、

前記投影手段によって得られたBモード画像データの投影値およびドップラ画像データの投影値をカラー表示用の三原色信号からなる画像データにそれぞれ変換する変換手段と、

前記変換手段によって変換されたBモード像に関する画像データとドップラ像に関する画像データとの間で前記三原色信号の各々について値の大きい方を選択する選択手段と、

前記選択手段によって選択された三原色信号からなる画像データに基づいて画像を形成する画像形成手段と、を具備することを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、投影像形成方法および超音波撮像装置に関し、特に、3次元座標空間の画像データを予め指定された値に基づいて2次元座標空間に投影することにより3次元表示像を得る投影像形成方法、および3次元座標空間の画像データの投影処理により3次元表示像を得る超音波撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】被検体内の3次元領域を超音波で走査し、エコー(echo)受信信号に基づいてその領域の内部状態を画像化したとき、3次元座標空間の画像データ(data)を予め指定された値(例えば、最大値や最小値等)に基づいて投影処理することにより、近似的な3次元表示像を得ることができる。

【0003】画像データがエコーの強度信号によるもの(Bモード(mode)像)である場合は、最大値投影によって例えば腫瘍部等の3次元表示像が得られる。画像データがエコーのドップラ(Doppler)信号によるもの(ドップラ像)である場合は、最大値投影によって例えば血流等の3次元表示像が得られる。

【0004】なお、ドップラ像は、血流等の流速の2次元分布を示すCFM(color flow mapping)像と、ドップラ信号のパワー(power)の2次元分布を示すPDI(power Doppler indication)像の2種類があり、そのどちらについても最大値投影を行うことができる。

【0005】腫瘍部と血流との相対的な関係を見たいとき、それぞれの最大値投影画像を重ね合わせて表示することが行われる。その際、両者の識別を容易にするために、Bモード像の最大値投影像はモノクローム(monochrome)表示され、ドップラ像の最大値投影像はカラー(color)表示される。また、重ね合わせに際しては通常ドップラ像を優先した重ね合わせが行われる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】ドップラ像を優先して重ね合わせを行ったとき、奥行き方向の位置関係に関わらず、血流像が常に腫瘍像の手前になるように表示され、腫瘍像に対する定位感が損なわれる。Bモード像を優先して重ね合わせた場合はその逆になり、いずれにしても両者の間に定位感がない。

【0007】本発明は上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、定位感のある3次元表示像を得る投影像形成方法および超音波撮像装置を実現する

ことである。

【0008】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記の課題を解決する第1の発明は、カラー表示用の三原色信号からなるBモード像およびドップラ像が存在する3次元座標空間の画像データについて各原色信号ごとにそれぞれ最大値を投影する投影処理を行い、前記投影処理後の前記三原色信号からなる画像データによって画像を形成する、ことを特徴とする。

【0009】第1の発明において、前記投影処理が、投影処理の過程でドップラ像の画像データに遭遇する度にそれまでに得た投影値をドップラ像の画像データで置換するものであることが、画像の定位感を一層高める点で好ましい。

【0010】(2) 上記の課題を解決する第2の発明は、3次元座標空間に存在するBモード像の画像データおよびドップラ像の画像データについてそれぞれ予め指定された値に基づいて投影処理を行い、前記投影処理後のBモード像の画像データおよびドップラ像の画像データをカラー表示用の三原色信号からなる画像データに変換し、カラー表示用の三原色信号からなる画像データに変換されたBモード像の画像データとドップラ像の画像データとの間で前記三原色信号のおおのについて値の大きい方を選択し、選択された三原色信号からなる画像データによって画像を形成する、ことを特徴とする。

【0011】第2の発明において、前記予め指定された値が、最大値、最小値または外部設定値のうちのいずれか1つであることが、多様な投影像を得る点で好ましい。

(3) 上記の課題を解決する第3の発明は、被検体内の3次元領域を超音波で走査してそのエコーを受信する超音波送受信手段と、前記エコーの強度信号に基づき、被検体内のBモード像を表すBモード画像データをカラー表示用の三原色信号によって生成するBモード画像データ生成手段と、前記エコーのドップラ信号に基づき、被検体内のドップラ像を表すドップラ画像データをカラー表示用の三原色信号によって生成するドップラ画像データ生成手段と、前記Bモード画像データと前記ドップラ画像データとを合成して合成画像データ得る合成手段と、前記合成画像データについて各原色信号ごとにそれぞれ最大値を投影する投影手段と、前記投影手段によって投影された三原色信号からなる画像データに基づいて画像を形成する画像形成手段と、を具備することを特徴とする。

【0012】第3の発明において、前記投影手段が、投影処理の過程でドップラ像の画像データに遭遇する度にそれまでに得た投影値をドップラ像の画像データで置換するものであることが、画像の定位感を一層高める点で好ましい。

【0013】(4) 上記の課題を解決する第4の発明

は、被検体内の3次元領域を超音波で走査してそのエコーを受信する超音波送受信手段と、前記エコーの強度信号に基づいて被検体内のBモード像を表すBモード画像データを生成するBモード画像データ生成手段と、前記エコーのドップラ信号に基づいて被検体内のドップラ像を表すドップラ画像データを生成するドップラ画像データ生成手段と、前記Bモード画像データおよび前記ドップラ画像データについてそれぞれ予め指定された値に基づいて投影処理を行う投影手段と、前記投影手段によって得られたBモード画像データの投影値およびドップラ画像データの投影値をカラー表示用の三原色信号からなる画像データにそれぞれ変換する変換手段と、前記変換手段によって変換されたBモード像に関する画像データとドップラ像に関する画像データとの間で前記三原色信号の各々について値の大きい方を選択する選択手段と、前記選択手段によって選択された三原色信号からなる画像データに基づいて画像を形成する画像形成手段と、を具備することを特徴とする。

【0014】第4の発明において、前記予め指定された値が最大値、最小値または外部設定値のうちのいずれか1つであることが、多様な投影像を得る点で好ましい。第1の発明～第4の発明のいずれか1つにおいて、前記三原色信号がRGB信号であることが、一般的なカラー信号を使用する点で好ましい。

【0015】(作用) 第1の発明または第3の発明では、Bモード像とドップラ像が存在する3次元座標空間の画像データを三原色信号ごとにそれぞれ最大値投影し、得られた三原色信号からなる画像データで画像を形成する。

【0016】第2の発明または第4の発明では、3次元座標空間のBモード画像データとドップラ画像データを別々に予め指定された値に基づいて投影処理し、それによってそれぞれ得られた2種類の画像データを三原色信号による画像データに変換し、三原色信号の各々についてBモード画像とドップラ画像間で値の大きい方を選択し、その結果の三原色信号で構成される画像データに基づいて画像を形成する。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。

【0018】図1に超音波撮像装置のブロック(block)図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【0019】(構成) 図1に示すように、本装置は、超音波プローブ(probe) 2を有する。超音波プローブ2は、図示しない複数の超音波トランスデューサ(transducer)のアレイ(array)を有する。アレイは、例えば前方

5

に張り出した円弧に沿って1次元的に配列された128個の超音波トランスデューサによって構成される。

【0020】すなわち、超音波プローブ2はコンベックスプローブ(convex probe)となっている。個々の超音波トランスデューサは例えばPZT(チタン酸ジルコン酸鉛)セラミックス(ceramics)等の圧電材料によって構成される。超音波プローブ2は被検体4に当接されて使用される。

【0021】超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。超音波プローブ2と送受信部6は、本発明における超音波送受信手段の実施の形態の一例である。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて被検体4内に超音波を送波させるようになっている。超音波は被検体4内にビーム(beam)として送波される。超音波ビームの送波は所定の時間間隔で繰り返して行われる。

【0022】超音波ビームの送波方向は順次変更され、被検体4の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。すなわち被検体4の内部が音線順次によって走査される。音線の形成は、複数の超音波トランスデューサの駆動に時間差を与えるフェーズドアレイ(phased array)の手法を利用して行われる。また、音線の走査は、音線形成に関わる複数の超音波トランスデューサを切り換えることにより、送波アパーチャ(aperture)をアレイに沿って順次移動させる電子スキャン(scan)の手法を利用して行われる。

【0023】送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波した被検体4からのエコー信号を受信するようになっている。エコー信号の受信は超音波の送波の繰り返しの合間に行われる。各回の受信によって、音線毎のエコー受信信号がそれぞれ形成される。受波の音線も送波に

合わせて走査される。

【0024】音線毎のエコー受信信号の形成は、例えばアレイ中の複数の超音波トランスデューサの受信信号を加算する時間差を調節するフェーズドアレイの手法により行われる。受波の音線の走査は、受波のアパーチャをアレイに沿って順次移動させる電子スキャンによって行われる。

【0025】超音波プローブ2および送受信部6によって、図2に示すような走査が行われる。同図に示すように、放射点200から発する音線202が円弧204上を移動することにより、扇面状の2次元領域206が走査され、いわゆるコンベックススキャンが行われる。この走査は θ 走査である。音線202を超音波の送波方向とは反対方向に延長したとき、全ての音線が一点208で交わるようになっている。点208は全ての音線の発散点となる。

【0026】超音波プローブ2はアクチュエータ(actuator)8に連結されている。アクチュエータ8は、超音波プローブ2を θ 走査方向とは直交する方向に揺動させるようになっている。すなわち、アクチュエータ8は ϕ 走

6

査を行うものである。 ϕ 走査は θ 走査と協調して行われ、例えば θ 走査の1スキャン毎に ϕ 走査を1ピッチ(pitch)進めるようになっている。

【0027】ここで、 ϕ 走査すなわち超音波プローブ2の揺動の中心軸は、図3に中心軸300で示すように、 θ 走査の音線の発散点208を通るようになっている。このような ϕ 走査と上記 θ 走査の組み合わせによって、被検体4の内部の3次元領域302が走査される。 ϕ 走査は、この他に図4に示すように行うようにしても良い。図4に示す ϕ 走査は、超音波プローブ2を θ 走査と直交する方向に平行移動させるようにしたものである。なお、 ϕ 走査は、必ずしもアクチュエータ8によらず、操作者が手動で行うようにしても良い。

【0028】送受信部6はBモード(mode)処理部10およびドップラ処理部12に接続されている。送受信部6から出力される音線毎のエコー受信信号は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12に入力される。

【0029】Bモード処理部10はBモード画像データを形成するものである。Bモード処理部10は、図5に示すように対数増幅回路102と包絡線検波回路104を備えている。Bモード処理部10は、対数増幅回路102でエコー受信信号を対数増幅し、包絡線検波回路104で包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ(scope)信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、Bモード画像データを形成するようになっている。

【0030】ドップラ処理部12はドップラ画像データを形成するものである。ドップラ処理部12は、図6に示すように直交検波回路120、MTIフィルタ(moving target indication filter)122、自己相関回路124、平均流速演算回路126、分散演算回路128およびパワー演算回路130を備えている。

【0031】ドップラ処理部12は、直交検波回路120でエコー受信信号を直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理し、自己相関回路124で自己相関演算を行い、平均流速演算回路126で自己相関演算結果から平均流速を求め、分散演算回路128で自己相関演算結果から流速の分散を求め、パワー演算回路130で自己相関演算結果からドブラ信号のパワーを求めるようになっている。

【0032】これによって、被検体4内の血流等の平均流速とその分散およびドブラ信号のパワーを表すデータすなわちドップラ画像データがそれぞれ音線毎に得られる。なお、流速は音線方向の成分として得られる。流れの方向は、近づく方向と遠ざかる方向とが区別される。

【0033】Bモード処理部10およびドップラ処理部12は画像処理部14に接続されている。Bモード処理部10と画像処理部14は、本発明におけるBモード画像データ生成手段の実施の形態の一例である。ドップラ

処理部12と画像処理部14は、本発明におけるドップラ画像データ生成手段の実施の形態の一例である。画像処理部14は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12からそれぞれ入力されるデータに基づいて、それぞれBモード画像およびドップラ画像を構成するものである。

【0034】画像処理部14は、図7に示すように、バス(bus)140によって接続された音線データメモリ(data memory)142、デジタル・スキャンコンバータ(digital scan converter)144、画像メモリ146および画像処理プロセッサ(processor)148を備えている。Bモード処理部10およびドップラ処理部12から音線毎に入力されたBモード画像データおよびドップラ画像データは、音線データメモリ142にそれぞれ記憶される。

【0035】被検体4の走査が3次元的に行われることにより、音線データメモリ142には3次元の音線データが記憶される。すなわち、音線データメモリ142内には、例えば図8に示すような3次元の音線データ空間が形成される。この音線データ空間は θ 、 ϕ および z の3つの極座標軸を有する。

【0036】デジタル・スキャンコンバータ144は、走査変換により音線データ空間のデータを物理空間のデータに変換するものである。これによって、音線データ空間は例えば図9に示すような物理データ空間に変換される。この物理データ空間はX、Y、Zの3つの直交座標軸を有する。

【0037】デジタル・スキャンコンバータ144によって変換された画像データが画像メモリ146に記憶される。すなわち、画像メモリ146は物理空間の画像データを記憶する。画像メモリ146には3次元座標空間(データ空間)が形成される。

【0038】画像処理プロセッサ148は、音線データメモリ142および画像メモリ146のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施すものである。このデータ処理には3次元表示像を得るためのデータ処理が含まれる。データ処理の詳細については後にあらためて説明する。

【0039】画像処理プロセッサ148は、本発明における合成手段の実施の形態の一例である。また、本発明における投影手段の実施の形態の一例である。また、本発明における画像形成手段の実施の形態の一例である。また、本発明における変換手段の実施の形態の一例である。また、本発明における選択手段の実施の形態の一例である。

【0040】画像処理部14には表示部16が接続されている。表示部16は画像処理部14から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。表示部16は例えばカラーCRT(color cathode ray tube)等を用いて構成され、画像をカラー表示するよ

うになっている。画像処理部14から表示部16に与えられる画像信号は、カラー画像表示用の三原色信号である。三原色信号としては、例えばRGB(red, green, blue)信号等が用いられる。RGB信号は、カラー画像表示用に一般的に用いられ、対応するカラー表示装置が充実している点で好ましい。なお、三原色信号はRGB信号に限るものではない。

【0041】Bモード画像信号とドップラ画像信号はいずれも例えばRGB信号で与えられる。ただし、Bモード画像信号用のRGB信号は、カラー画像ではなくモノクローム画像(白黒画像)を形成する重み付けになっている。ドップラ画像信号は、血流等の流速、方向、分散とドップラ信号のパワーをそれぞれ特定の色彩で表示するようになっているので、RGB信号はそれらの色彩を表す重み付けになっている。

【0042】以上の送受信部6、アクチュエータ8、Bモード処理部10、ドップラ処理部12、画像処理部14および表示部16は制御部18に接続されている。制御部18は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御するようになっている。制御部18の制御の下で、Bモード動作およびドップラモード動作が実行される。

【0043】制御部18には操作部20が接続されている。操作部20は操作者によって操作され、制御部18に所望の指令や情報を入力するようになっている。操作部20は、例えばキーボード(keyboard)やその他の操作具を備えた操作パネル(panel)で構成される。

【0044】(動作)本装置の動作を説明する。操作者はアクチュエータ8に連結された超音波プローブ2を被検体4の所望の個所に位置決めし、操作部20を操作してBモードとドップラモードを併用した撮像動作を行わせる。このとき、制御部18による制御の下で、Bモードとドップラモードが時分割で行われる。すなわち、例えばドップラモードのスキャンを数回行う度にBモードのスキャンを1回行う割合で、Bモードとドップラモードの混合スキャンを行う。

【0045】Bモードにおいては、送受信部6は超音波プローブ2を通じて音線順次で被検体4の内部を θ 走査して逐一そのエコーを受信する。Bモード処理部10は、送受信部6から入力されるエコー受信信号からAスコープ信号を求め、その各瞬時値を輝度値とするBモード画像データを音線毎に形成する。画像処理部14は、Bモード処理部10から入力される音線毎のBモード画像データを音線データメモリ142に記憶する。これによって、音線データメモリ142内に、Bモード画像データについての音線データ空間が形成される。

【0046】ドップラモードにおいては、送受信部6は超音波プローブ2を通じて音線順次で被検体4の内部を θ 走査して逐一そのエコーを受信する。その際、1音線当たり複数回の超音波の送波とエコーの受信が行われ

【0047】ドップラ処理部12は、エコー受信信号を直交検波回路120で直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理し、自己相関回路124で自己相関を求め、自己相関結果から、平均流速演算回路126で平均流速を求め、分散演算回路128で分散を求め、パワー演算回路130でパワーを求める。

【0048】これらの算出値は、それぞれ、例えば血流等の平均流速とその分散およびドップラ信号のパワーを音線毎に表すドップラ画像データとなる。なお、MTIフィルタ122でのMTI処理は1音線当たりの複数回

【0049】画像処理部14は、ドップラ処理部12から入力される音線毎のドップラ画像データを音線データメモリ142に記憶する。これによって、音線データメモリ142内に、ドップラ画像データについての音線データ空間が形成される。

【0050】画像処理プロセッサ148は、音線データメモリ142のBモード画像データとドップラ画像データをカラー表示用のRGB信号に変換する。これによって、Bモード画像データは白黒画像用のRGB信号に変換される。また、ドップラ画像データは、流速に分散を加えたCFM(color flow mapping)画像用のRGB信号とパワー画像用のRGB信号とにそれぞれ変換される。

【0051】画像処理プロセッサ148は、また、それら各RGB信号をデジタル・スキャンコンバータ144で走査変換して画像メモリ146に書き込む。このとき、Bモード画像のRGB信号とCFM画像のRGB信号を共通のアドレス空間に書き込む。これによって、Bモード画像にCFM画像を重畳した画像のRGB信号が記憶される。画像処理プロセッサ148は、また、Bモード画像のRGB信号とパワー画像のRGB信号を別な共通のアドレス空間に書き込む。これによって、Bモード画像にパワー画像を重畳した画像のRGB画像信号が別に記憶される。

【0052】これら記憶信号のいずれかが操作者の指定によって読み出され、表示部16に表示される。これによって、Bモード画像を背景にしたCFM画像またはBモード画像を背景にしたパワー画像がカラー表示される。CFM画像は、血流等の流速をその分散を加味してカラー表示する。その際、血流等の方向が色相によって

【0053】超音波プローブ2のφ走査につれて、φ方向に異なる複数の断面の像が順次表示される。各断面の像は画像メモリ146に蓄積される。これによって、画像メモリ146には、図3または図4に示した3次元領域302に関する画像がRGB信号として記憶される。蓄積画像は、Bモード画像を背景にしたCFM画像およびBモード画像を背景にしたパワー画像の2種類である。

【0054】また、音線データメモリ142内には、Bモード画像データおよびドップラ画像データについて、複数の断面の音線データが蓄積される。これによって、音線データメモリ142には、図3または図4に示した3次元領域302に関するそれぞれの音線データが記憶される。

【0055】3次元表示像を得るときは、操作者からの指令に基づく制御部18の制御の下で、画像処理プロセッサ148により3次元表示像の形成が行われる。3次元表示像の形成は最大値投影(MIP:maximum intensity projection)の技法を利用して行われる。

【0056】すなわち、画像処理プロセッサ148は、画像メモリ146に蓄積されている3次元領域302に関する画像のRGB信号についてMIP処理を行う。MIP処理は、よく知られているように、3次元領域302に対して設定した所望の投影方向に、投影方向に沿った多数の視線により、3次元領域302における画像データの最大値をそれぞれ投影する処理である。

【0057】MIP処理は、Bモード画像を背景にしたパワー画像について行うのが適当である。なお、必要に応じて、Bモード画像を背景にしたCFM画像についてMIP処理をするようにしても良い。

【0058】MIP処理は、R信号についてのMIP、G信号についてのMIPおよびB信号についてのMIPをそれぞれ行うようになっている。これによって、RGB信号はBモード画像のものもパワー画像のものも差別なしにMIP処理され、両画像を通じて最大のR信号、G信号およびB信号がそれぞれ投影値として得られる。

【0059】このようにして得られたR信号、G信号およびB信号の最大投影値を用いて画像が形成される。この画像は、3次元領域302の像のMIP画像となる。MIP画像は表示部16に可視像としてカラー表示される。MIP画像の特質により、表示像は近似的な3次元表示像となる。Bモード画像部分のMIP像によって例えば腫瘍等の像が表される。パワー画像部分のMIP像によって例えば血管等の像が表される。

【0060】RGB信号が、Bモード画像のものもパワー画像のものも差別なしにMIP処理されることにより、Bモード画像部分のMIP像とパワー画像部分のMIP像が同じ条件で表示される。このため、表示像では、従来のように血管像が常に腫瘍像の手前に来るようなことはなく、両画像の関係が定位性良く表示される。

【0061】表示画像の実例を中間調の写真により図10に示す。同図において、樹枝状に分岐した血管像の上部に丸く雲がかかったように見えるのが腫瘍像である。なお、実際はカラー画像であり、血管像は赤系統の色彩で表示されている。投影方向を少しずつ変えたMIP像を連続的に表示(シネ(cine)表示)することにより、2つの像の相互関係がより把握しやすくなる。

50 【0062】画像処理プロセッサ148によるMIP処

理のアルゴリズム(algorithm)を一部変更することにより、さらに定位性を増した3次元表示像を得ることができる。次にそれを説明する。

【0063】MIP処理の過程では、3次元座標空間に設定した視線を逆に辿り、その途中で順次遭遇するRGB信号について逐一最大値選択を繰り返す。その場合、遭遇したRGB信号がBモード像のものであるときは最大値選択を行い、ドップラ像のものであるときは、値の大小に関わらず、いま遭遇したドップラ像のRGB信号を選択するようにする。また、その後にBモード像のRGB信号に遭遇したときは、その信号との間で最大値選択を行う。

【0064】このような処理を行った場合、最後に遭遇したRGB信号がドップラ像のものである場合は、このRGB信号がその視線における投影値となる。したがって、これによって、3次元座標空間で一番手前にある血流(血管)像が、3次元表示像でも一番手前に表示される。そして、3次元座標空間で血流の後ろにある腫瘍は、3次元表示像でも血流像の後ろに表示される。すなわち、前後関係が明確な3次元表示像を得ることができる。

【0065】画像処理プロセッサ148によるMIP処理は、音線データメモリ142にそれぞれ記憶されているBモード像の音線データとパワー像(もしくはCFM像)の音線データについてそれぞれ行うようにしても良い。その場合、MIP処理は、最小値投影(MIP:minimum intensity projection)で行うようにしても良い。また、操作者が任意に設定した値に該当する画像データを投影させることもできる。指定値は範囲を持たせて与えることができる。以上を総称して、ここではIP(intensity projection)と呼ぶ。

【0066】Bモード像の音線データに関する最大値、最小値または指定値のいずれかによるIPと、ドップラ像(パワー像もしくはCFM像)の音線データの最大値、最小値または指定値のいずれかによるIPにより、それぞれ多様なIP像を得ることができる。

【0067】そこで、両IP像をそれぞれRGB信号に変換し、同じ座標の信号同士でRGB信号のおおのについて値の大きい方を選択する。そして、選択されたRGB信号によって画像を形成し、それをデジタル・スキャンコンバータ144および画像メモリ146を経由して表示部16に表示する。

【0068】このようにしても、上述の場合と同等な3次元表示画像を得ることができる。それに加えて、Bモード像およびドップラ像が、それぞれ最大値、最小値または任意の指定値のいずれかに基づいてIPでき、臨床上の要求に合わせた多様な3次元表示像を得ることができる。

【0069】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明で

は、1つの観点では、カラー表示用の三原色信号からなるBモード像およびドップラ像が存在する3次元座標空間の画像データについて、各原色信号ごとにそれぞれ最大値投影を行い、最大値投影された三原色信号からなる画像データによって画像を形成するようにしたので、三原色信号が、Bモード画像のものもパワー画像のものも差別なしに最大値投影され、定位感のある3次元表示像を得る投影像形成方法および超音波撮像装置を実現することができる。

10 【0070】また、本発明では、他の観点では、3次元座標空間に存在するBモード像の画像データおよびドップラ像の画像データについてそれぞれ予め指定された値に基づく投影(IP)を行い、IP処理されたBモード画像データとドップラ画像データをカラー表示用の三原色信号からなる画像データに変換し、三原色信号に変換されたBモード画像データとドップラ画像データ間で三原色信号のおおのについて値の大きい方を選択し、選択された三原色信号からなる画像データによって画像を形成するようにしたので、三原色信号が、Bモード画像のものもパワー画像のものも差別なしに最大値投影され、定位感のある3次元表示像を得る投影像形成方法および超音波撮像装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態の一例の装置による音線走査の概念図である。

【図3】本発明の実施の形態の一例の装置による3次元走査の概念図である。

40 【図4】本発明の実施の形態の一例の装置による3次元走査の概念図である。

【図5】本発明の実施の形態の一例の装置の一部のブロック図である。

【図6】本発明の実施の形態の一例の装置の一部のブロック図である。

【図7】本発明の実施の形態の一例の装置の一部のブロック図である。

【図8】本発明の実施の形態の一例の装置における音線データ空間を示す概念図である。

【図9】本発明の実施の形態の一例の装置における物理空間を示す概念図である。

【図10】本発明の実施の形態の一例の装置の表示部に表示した画面の一例を中間調の写真で示す図である。

【符号の説明】

- 2 超音波プローブ
- 4 被検体
- 6 送受信部
- 8 アクチュエータ
- 10 Bモード処理部
- 50 12 ドップラ処理部

13

14

14 画像処理部

16 表示部

18 制御部

20 操作部

102 対数増幅回路

104 包絡線検波回路

120 直交検波回路

122 MTIフィルタ

124 自己相関回路

126 平均流速演算回路

128 分散演算回路

130 パワー演算回路

140 バス

142 音線データメモリ

144 デジタル・スキャンコンバータ

146 画像メモリ

148 画像処理プロセッサ

200 放射点

202 音線

204 円弧

206 2次元領域

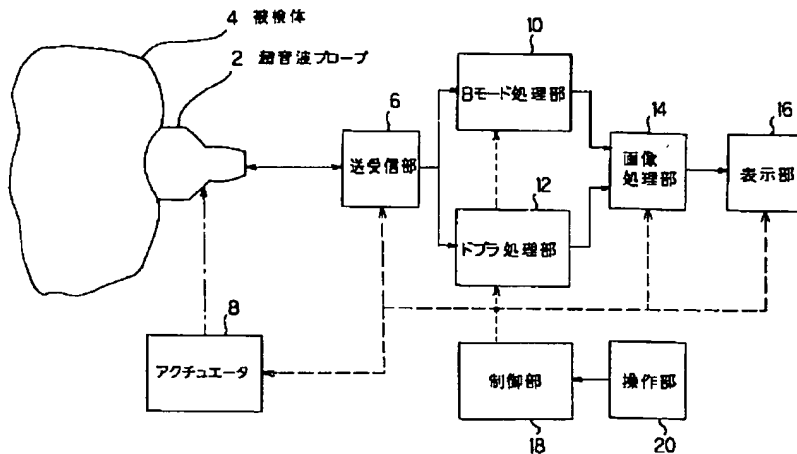
10 208 発散点

300 回転軸

302 3次元領域

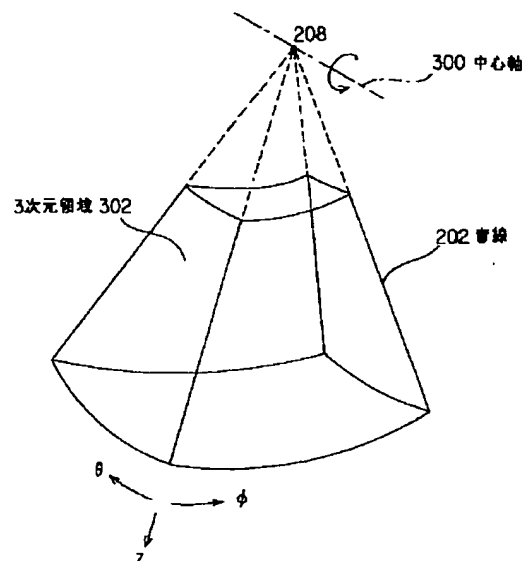
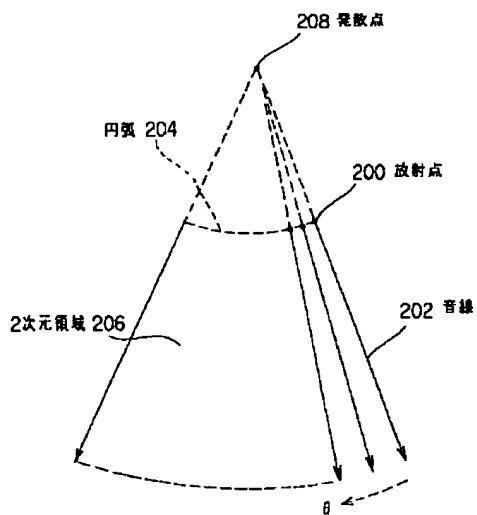
【図1】

【図5】

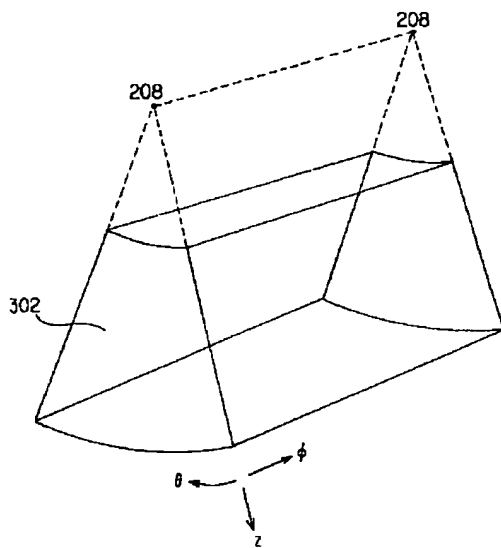


【図2】

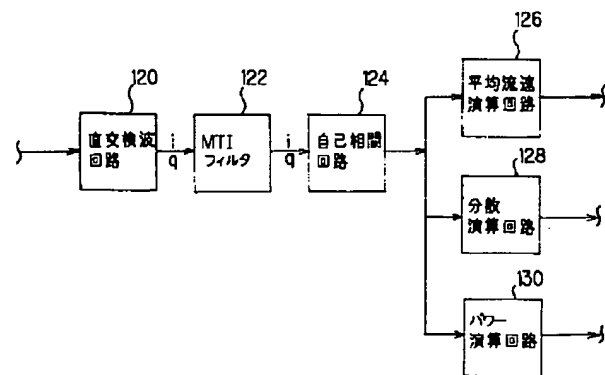
【図3】



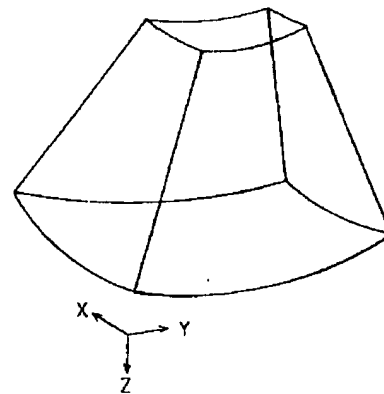
【図4】



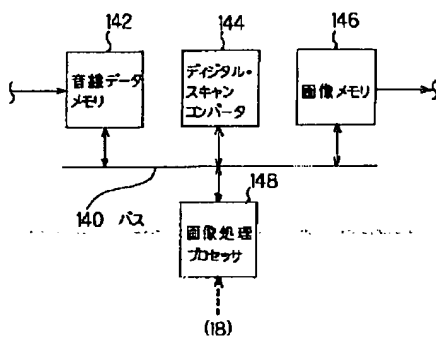
【図6】



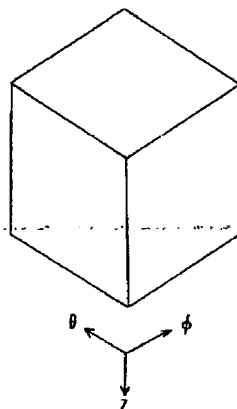
【図9】



【図7】



【図8】



【図10】

